

短距離走における実レース計測のためのセンサシステムの開発と測定

畠 圭佑^{*1}, 江田 茂之^{*2}, 塩野谷 明^{*3}

Development of the wearable sensor system for the actual sprint race

Keisuke HATA^{*1} Shigeyuki EDA and Akira SHIONOYA

^{*1} Nagaoka University of Technology, Graduate School
Kamitomioka-Machi 1603-1, Nagaoka City, Niigata, Japan

The purpose of this study is to make the sensor system for capturing the movement of sprint running. The sensor system was constructed by the 3-dimensional acceleration sensor, the 3-dimensional gyro sensor, control processor and the operation device. Moreover, this sensors system has the software having the algorithm for dynamic calculation, and it can process the dynamic data on real time. In this study, we did an experiment to attempt the sensor system by capturing the running movement. As a result, the dynamic data of correct tendency was obtained. Furthermore, these data had represented parameters relating the running movement.

Key Words : Acceleration sensor, Gyro sensor, Dynamic algorithm, Running movement

1. はじめに

陸上競技における短距離走については様々な観点からの研究が行われている。短距離走におけるキネマティクスについての研究は、古くから連続写真の解析などで行われている。近年では高速度カメラの利用による映像解析⁽¹⁾や、身体に装着した反射マーカの位置情報を取り込みデジタル解析を行う Vicon や Qualysis を使用した研究がある⁽²⁾。カイネティクスについては、床反力計を使用したキック力や機械的エネルギーに関する研究⁽³⁾、キネマティクス解析と組み合わせ、走動作中の弾性エネルギーを推定する研究がある⁽⁴⁾。しかしながら、多くの研究は走動作中の特定の区間のみ解析や一定速度での走行を想定しての解析であることが多い。例えば 100m 走においては速度が常に変化しており、特定の区間の測定や一定の速度での解析では 100m 走全体のメカニズムを明らかにするのは困難である。しかし、短距離種目で最も短い 100m 走であってもその全体を測定解析するためには大規模な施設が必要である。そこで、本研究では実際に走行する選手にセンサを装着し、データの取得を行うために装着型のセンサシステムに着目した。

装着型センサシステムを使用した測定に関する研究は、歩行動作については大瀧ら⁽⁵⁾や桑江ら⁽⁶⁾の加速度センサおよびジャイロセンサを組み合わせた連続歩行分析、走動作については佐藤ら⁽⁷⁾の 3 軸加速度センサを用いた研究がある。本研究目的は、さらにこれらの研究で実現されているセンサによるキネマティクスデータとそれを解析することによるカイネティクスデータの取得に加え、それらのデータ収録機器をスマートフォン型の小型タブレット端末で行い、ウェアラブルなコンセプトの他に安価な運用性と即時解析による選手への解析データのフィードバック速度を高め、普段のトレーニングでの実用性を高めたものの開発を行うこととなる。

2. 測定システム

2・1 加速度・ジャイロセンサと制御プロセッサ

本研究の測定システムは、図 1 に示すように加速度・ジャイロセンサ、センサを制御し測定を行うプロセッサ、

^{*1} 正員, 長岡技術科学大学大学院 (〒940-2188 新潟県長岡市上富岡町 1603-1)

^{*2} 長岡工業高等専門学校 (〒940-8532 新潟県長岡市西片貝町 888 番地)

^{*3} 正員, 長岡技術科学大学

E-mail: s073370@stn.nagaokaut.ac.jp

データを収録するタブレット端末で構成される。本研究では加速度・ジャイロセンサとして MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)を採用した。MEMS は測定用の半導体デバイスだけでなく周辺回路も含めてチップ化されており、出力端子からデジタルデータが出力され、本研究で用いるプロセッサとの親和性も高く組み込みが容易である。加速度センサおよびジャイロセンサの特性を表 1 に示す。加速度センサおよびジャイロセンサはすべて 3 軸測定可能なタイプである。

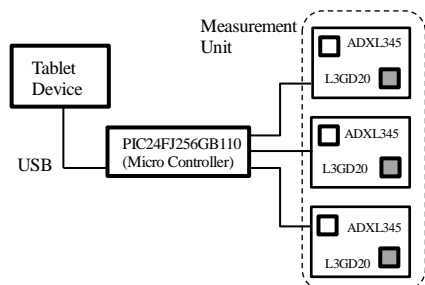


Fig.1 Schematic of the sensor system

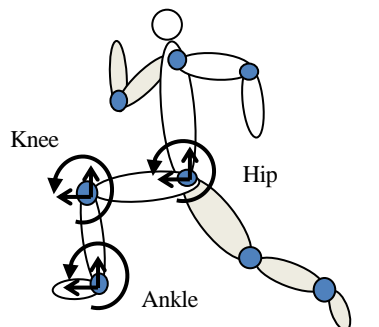


Fig.2 Measurement points

Tab.1 Properties of measurement devices

Name	ADXL345(Analog Devices)	L3GD20 (STMicroelectronics)
Maximal Measurement Range	± 16 g	± 2000 degree/sec
Sensitivity	34.5 mg/LSB	70 mdegree/sec/ditit
Output Data Rate (MAX)	3200 Hz	760 Hz

加速度センサおよびジャイロセンサはこれを 1 セットとし、測定ユニットとして扱う。本システムでは被験者の片脚分である股関節、膝関節、足関節(図 2)の 3 関節を測定部位と想定しているため測定ユニットは 3 セットあり、測定ユニットを制御するプロセッサに接続される。プロセッサはマイクロコントローラである PIC24FJ256GB110 を採用した。これは内部クロック最大 96MHz で動作する 32 ビットマイコンであり、MEMS を運用するための I²C(Inter Integrated Circuit)通信モジュールを 3 つ備えている。各測定ユニットはプロセッサの各 I²C 通信モジュールの一つずつ接続され、運用される。プロセッサ内では各デバイスの制御の他に測定データを集積し、USB 通信モジュールを通してタブレット端末へ測定データを送信する。

2・2 収録デバイスとソフトウェア

測定データを収録し、解析するタブレット端末として SONY WALKMAN NW-Z1000(CPU: Nvidia Tegra 2 Dual-core 1GHz, RAM:512 MB)を採用した。これは Android OS が搭載され、一般的なスマートフォンと同サイズであり同等の機能を有すタブレット端末であるため、本システムで使用するソフトウェアは Android OS 対応のスマートフォンでも運用可能なものである。ソフトウェアは Android OS で運用可能な Android 用アプリケーションとして作成をした。主な機能は、測定データの取得、動力学計算のための初期化、グラフ表示、データ保存である。

3. アルゴリズム

3・1 座標変換

本研究では、疾走動作を矢状面の 2 次元平面上で行われるものと仮定し、解析を行う。その際、各加速度センサにはそれぞれに座標系が設定されており、基準座標への変換が必要である。座標変換は、まず加速度センサ検出されている重力加速度を読み込み、加速度計の座標系に対する重力の方向を算出する。この重力の方向を基準に座標変換を行う。一度算出した重力の方向は保存され、以降は矢状面に対する垂直軸周りの角速度をジャイロセンサにより検出し、常に回転角度を取得しながら補正をしていく。

3・2 床反力の推定

疾走時の床反力は各身体分節の重心加速度と質量の積の総和で算出する。これは歩行解析アルゴリズムとして用いた Pandy ら⁽⁸⁾、大瀧ら⁽⁵⁾と同様のものである。大瀧らは本研究と同様に片脚分のデータを測定し、非測定脚は歩行周期に対し半周期遅れで動作するものと仮定して推定をしている。しかし、短距離における疾走動作は走速度と同様に常に変化しており、測定脚側の動態に合わせて非測定脚の動態も変化することが望ましい。そこで、接地の瞬間に膝の位置が一致すると仮定し、測定脚の股関節角度から非測定脚の股関節角度を推定し、そこから接地時に重心の真下で両膝の位置が揃うように股関節角速度を設定した。膝関節の角度および角速度は、振り出しの前期までは膝を閉じるように動作し、後期からは伸展させるように設定した(図3)。なお、床反力推定モデルでは股関節から上の身体部分は胴体、腕部、頭部が一体化し、膝関節より下部分は足関節まで一体化しているものと仮定し、単純化した。推定される床反力は以下の式で表される。

$$GRF = m_s(\vec{a}_s + \vec{a}_{Es}) + m_t(\vec{a}_t + \vec{a}_{Et}) + m_b \vec{a}_h \quad (1)$$

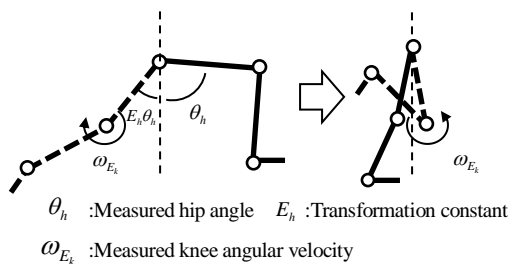


Fig. 3 Estimation model of leg swing

3・3 足関節トルクの推定

本研究においてはトルクを足関節のみの測定とした。このとき、接地時の身体はほぼ一本の棒のような振り舞いとなる、足関節以外の関節運動はほぼ発生しないと仮定した。このように単純化した上で、トルクはラグランジュ法により算出し、式は以下のようになる。

$$\tau = \frac{3}{4} ml^2 \ddot{\theta} + mlg \cos \theta \quad (2)$$

3・4 足関節における粘弾性の推定

測定結果におけるパフォーマンスの指標として、接地時の足関節周りのトルクから粘弾性定数の推定を行った。このアルゴリズムは測定システムのソフトウェアに含まれず、計測・解析後に行うものである。接地時の地面との接触面を中心とした身体全体の回転運動を、2次元の逆振り子モデルと仮定した。この時、粘弾性要素を考慮した足関節周辺のトルクは以下の運動方程式で表される。

$$\tau = I\ddot{\theta} + c\dot{\theta} + (k - mgl)\theta \quad (3)$$

ここで θ は地面に対する身体の回転角度、 τ は足関節周辺のトルク、 k は弾性定数、 c は粘性定数である。運動方程式より足関節トルクに対する角速度の伝達関数 $G(s)$ は以下のようにより得られる。

$$G(s) = \frac{mls}{Is^2 + cs + (k - mgl)} \quad (4)$$

未知数となる k および c は、角速度を周波数を持つ入力としてとらえることで周波数応答を求め、実験結果とフィッティングすることによって求めた。

4. 測定実験および結果

4.1 測定実験

制作した測定システムのテストおよび評価のため、測定実験を行った。実験は、測定システムを装着した上で、8~10 km/h 程度の速度で約 30 m の区間のランニングを行うものである。このとき、被験者は健康な男子大学生 1 名とし、身体特性は身長 163 cm、体重 67 kg である。計測中は走行前から走行後まで常に測定システムを稼働させており、その間のサンプリング周波数は 27.21 Hz であった。

4.2 実験結果

走行を始めてから速度が一定になる区間の一步分を抽出し、床反力および足関節トルクを図 4 および図 5 に示す。この時の走速度は 9.0 km/h であった。

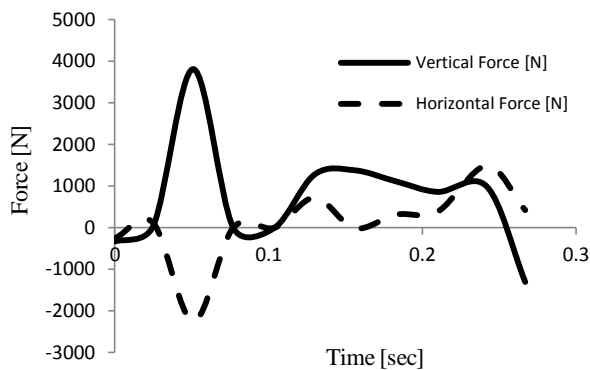


Fig.4 Ground reaction force

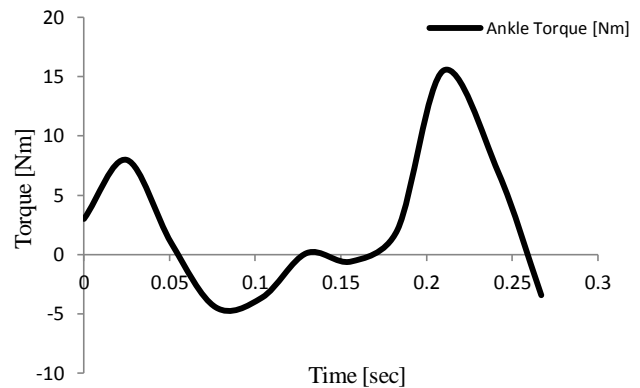


Fig.5 Ankle torque

4.3 粘弾性定数の同定

被験者の体節長や体重から推定した慣性係数は、質量 67.0 kg、重心位置は 1.02 m、慣性モーメントは 1.148 kgm² であった。足関節角速度の周波数応答として推定した足関節トルクと実験値のフィッティングにより弾性定数 k は 6246.0 Nm/rad、粘性定数 c は 110.5 Nms/rad であった。

5. 実験結果の考察

5.1 床反力

同様にランニング時の床反力を測定した研究⁽⁸⁾と比べると、垂直床反力については波形後半部のピーク値が 1379 N であり、おおよそ妥当な波形が出力されている。しかしながら、前半部分の受動衝撃についてはピーク値が 3812 N であり、先行研究に比べてかなり大きく形状も異なる。これについては、着地衝撃の際に加速度計にデジタルノイズが乗りやすい局面であるため、その影響であることが考えられる。また、水平床反力に関して波形の傾向については接地時の動態を表しているが、実際の波形に比べて 10 倍以上大きい値となっている。

5.2 トルク

トルクについては、走行時のトルクの測定を行っている Anthony⁽⁹⁾らの研究と比べ、傾向やピーク値が異なっている。これは、本研究で用いたトルク算出手法が足関節トルクを想定して算出しているものの、実際には地面との身体の接点周りのトルクを算出するものになっているためと考えられる。これについては、より直接的にトルクを求められるアルゴリズムを利用して膝関節、股関節のトルクについても同時に算出し、足関節トルクと比較しながら検討できる手法に変えていく必要があるであろう。

5・3 粘弾性定数

本研究で同定した弾性定数は 6246.0 Nm/rad であった。同様に伝達関数を用いて関節の粘弾性要素を推定した研究⁽¹⁰⁾では、膝の伸張反射による弾性定数は 19.84 Nm/rad であり、本研究で同定した値はかなり大きい。しかしながら、別の力学モデルを用いた垂直ホッピングについての研究⁽¹¹⁾では足部の接地面周辺の垂直弾性定数を 2×10^4 N/m から 9×10^4 N/m の範囲で推定していることから、対象とする運動強度から考えておおよそ妥当な範囲であると考えられる。

6. まとめ

本研究は、短距離走における身体のバイオメカニクスデータを測定する目的で測定システムの測定を行った。その結果をいかにまとめる。

- (1) 加速度センサ、ジャイロセンサを組み合わせ、スマートフォン型タブレット端末に収録する機能を有した測定システムを作成した。
- (2) データ収録はタブレット端末上で行い、床反力、トルク、関節粘弾性を測定するアルゴリズムを導入したソフトウェアの作成を行った。
- (3) ランニングによる実験を行い、おおよそ傾向の合うデータが得られた。

今後は、センサ部分のノイズ対策および動力学計算部分の改良を行うと共に、短距離走の速度での実験を行っていく予定である。

文 献

- (1) Neil E. Bezodis, Aki I.T. and Grant Trewartha "Kinematic Aspects of Block Phase Technique in Sprinting", ISBS-Conference Proceedings Archive. Vol. 1. No. 1. 2010.
- (2) Lockie, Robert G., Aron J. Murphy, and Christopher D. Spinks. "Effects of resisted sled towing on sprint kinematics in field-sport athletes." *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol.17, No.4 (2003), pp. 760-767.
- (3) Cavagna, Giovanni A., L. Komarek, and Stefania Mazzoleni. "The mechanics of sprint running." *The Journal of physiology* Vol.217, No.3 (1971), pp.709-721.
- (4) Ito, A. K. I. R. A., et al. "Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds." *Med Sci Sports Exerc* Vol.15, No.4 (1983), pp. 299-308.
- (5) 大瀧保明, 佐川貢一, 猪岡光. "加速度センサとジャイロを用いた連続歩行分析アルゴリズム." 日本機械学会論文集. C 編 Vol.67, No.655 (2001), pp. 782-788.
- (6) 桑江豊, 三好寿頭, 関根正樹, 辻美和, 藤元登四郎, 田村俊世, "ウェアラブルモーションセンサを用いた要支援認定者の 3 ヶ月に亘る低頻度運動療法の前後比較". 生体医工学, 50(6), (2012) 535-542.
- (7) 佐藤拓未, 田中雄大, 横山梨香, 二見亮弘 "アスリート用トレーニング支援システムの開発", 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス, Vol.110, No.460, (2011), pp. 75-80.
- (8) 木下博, 寺岡敏郎, 生田香明. "051108 歩・走運動時床反力の客観的評価への一考察 (5. バイオメカニクス, 一般研究)." 日本体育学会大会号 36 (1985), p. 399.
- (9) Schache, Anthony G., et al. "Effect of running speed on lower limb joint kinetics." *Med Sci Sports Exerc* 43.7 (2011), pp. 525-32.
- (10) Ohtaki, Yasuaki, et al. "Identification of Patellar Tendon Reflex Based on Simple Kinematic Measurement." *Journal of Biomechanical Science and Engineering* 4.2 (2009), pp. 265-273.
- (11) 島圭佑, 江田茂行, 塩野谷明. "短距離用スパイクシューズ評価のための身体粘弾性モデルの利用." 生体医工学 50.5 (2012), pp. 426-432.